

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-206333

(P2011-206333A)

(43) 公開日 平成23年10月20日(2011.10.20)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)
H04N 5/225 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/04 3 7 2
 G02 B 23/24 B
 G02 B 23/26 C
 H04 N 5/225 C
 A 61 B 1/04 3 6 2 J

テーマコード(参考)

2 H04 O
 4 C06 1
 4 C16 1
 5 C12 2

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2010-78145 (P2010-78145)

(22) 出願日

平成22年3月30日 (2010.3.30)

(71) 出願人

富士フィルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人

100083116

弁理士 松浦 憲三

(72) 発明者

岩根 弘亮

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フィルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA04

4C061 CC06 FF45 JJ11 LL02 NN03
UU034C161 CC06 FF45 JJ11 LL02 NN03
UU03

5C122 DA03 DA26 FC02 GF04

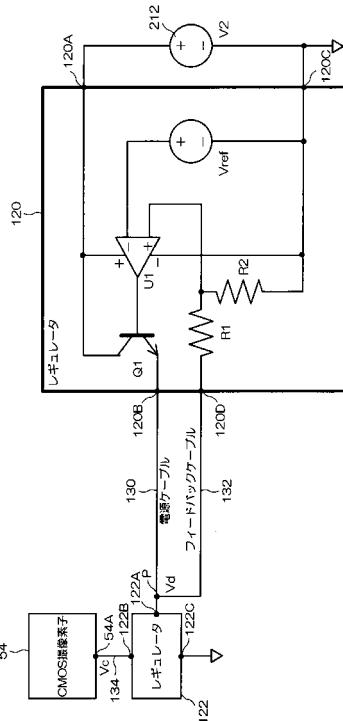
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのCMOS撮像素子を備えた内視鏡装置において、挿入部の長さ(電源供給線での電圧降下)にかかわらずCMOS撮像素子に規定の動作電圧の電源を供給することができるようとする。

【解決手段】内視鏡挿入部の先端に配置されるCMOS撮像素子54の近傍にレギュレータ122が配置されて、CMOS撮像素子には規定の動作電圧の電源が安定して供給される。一方、内視鏡挿入部の先端から離れた位置にレギュレータ120が配置される。このレギュレータ120は、挿入部の長さにかかわらず、レギュレータ122にCMOS撮像素子の規定の動作電圧と略同じ電圧の電源を供給し、レギュレータ122での発熱を防止する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのC M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置において、

前記C M O S 撮像素子の近傍に配置され、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して第1の電源供給線を介して電源出力端子が接続された近距離定電圧回路であって、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に規定の動作電圧の電源を前記第1の電源供給線を通じて供給する近距離定電圧回路と、

少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記近距離定電圧回路の電源入力端子に対して第2の電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記近距離定電圧回路の電源入力端子近傍における前記第2の電源供給線上の電圧検出点に電圧検出線を接続して、該電圧検出線により前記電圧検出点の電圧を検出すると共に、前記電圧検出点の電圧が前記C M O S 撮像素子の規定の動作電圧に略一致する値となるよう前記近距離定電圧回路に前記第2の電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置。

【請求項 2】

挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのC M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置において、

少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子近傍における前記電源供給線上の電圧検出点に電圧検出線を接続して、該電圧検出線により前記電圧検出点の電圧を検出すると共に、前記電圧検出点の電圧が前記C M O S 撮像素子の規定の動作電圧となるよう前記C M O S 撮像素子に前記電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路を備えたことを特徴とする内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置。

【請求項 3】

挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのC M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置において、

前記C M O S 撮像素子の近傍に配置され、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して第1の電源供給線を介して電源出力端子が接続された近距離定電圧回路であって、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に規定の動作電圧の電源を前記第1の電源供給線を通じて供給する近距離定電圧回路と、

少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記近距離定電圧回路の電源入力端子に対して第2の電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記近距離定電圧回路の電源入力端子近傍における前記第2の電源供給線上の第1電圧検出点と、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子近傍における前記第2の電源供給線上の第2電圧検出点との間での電位差を検出すると共に、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子からの出力電圧に対して前記電位差分の電圧を引いたときの電圧が前記C M O S 撮像素子の規定の動作電圧に略一致する値となるよう前記近距離定電圧回路に前記第2の電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置。

【請求項 4】

挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのC M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置におけるC M O S 撮像素子の電源装置において、

少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記C M O S 撮像素子の電源入力端子近傍における前記電源供給線上の第1電圧検出点と、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子近傍における前記電源供給線上の第2電圧検出点との間での電位差を検出すると共に、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子からの出力電圧に対

10

20

30

40

50

して前記電位差分の電圧を引いたときの電圧が前記CMOS撮像素子の規定の動作電圧となるように前記CMOS撮像素子に前記電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路を備えたことを特徴とする内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置。

【請求項5】

前記電圧検出線には直列に抵抗が接続されており、該抵抗により前記電圧検出線に流れる電流が微小な電流に制限されると共に前記電圧検出線における電圧降下が防止されることにより、前記抵抗において生じる電圧によって前記電圧検出点での電圧が間接的に検出されることを特徴とする請求項1、又は、2の内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置。

【請求項6】

前記遠距離定電圧回路は、内視鏡装置の操作部、ユニバーサルコードのコネクタ、又は、内視鏡装置とユニバーサルコードで接続されるプロセッサ装置に配置されることを特徴とする請求項1、2、3、4、又は、5の内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置に係り、特に内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡画像を撮影するためのCMOS撮像素子に電源を供給する電源装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野において、内視鏡装置、例えば電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡には、被検体内に挿入される内視鏡挿入部（以下、挿入部と称す）の先端にイメージセンサが搭載され、コードやコネクタを介してプロセッサ装置（信号処理装置）に接続される。プロセッサ装置は、イメージセンサから得られた撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。

【0003】

挿入部の先端に配置されるイメージセンサとして従来ではCCDセンサが一般的に使用されていたが、近年ではCMOSセンサを使用することが検討されてきている。CMOSセンサはCCDセンサとは異なり、一般的なCMOS製造プロセスにより、CMOS撮像素子として同一チップ上に、信号処理回路、タイミングジェネレータ、A/Dコンバータ、通信インターフェースなどの周辺回路もCMOSセンサと共に形成することが可能であり、そのCMOSセンサと周辺回路とが1チップ化されたCMOS撮像素子を挿入部の先端に配置することが可能である。

30

【0004】

ところで、イメージセンサに電源を供給する電源装置は、プロセッサ装置、ユニバーサルコードのコネクタ部分、又は、内視鏡の操作部のようにイメージセンサに対して挿入部の長さよりも離れた位置に設置される。例えば、イメージセンサが設置される内視鏡挿入部の先端から操作部までは数mになる場合がある。また、挿入部の径をできるだけ小さくするため電源を供給するための電源供給線（電源ケーブル）も細い。一方、イメージセンサとしてCMOS撮像素子を使用する場合には、CCDセンサの場合と比較して消費電力が大きく、供給電流も大きくなる。そのため、CMOS撮像素子を使用する場合には電源装置からCMOS撮像素子までの間の電源供給線での電圧降下が大きく、CMOS撮像素子に対して規定の電圧の電源を供給するためには電源供給線の長さに応じた電圧降下を考慮して電源装置の出力電圧を設定する必要がある。また、電源供給線の長さを考慮して挿入部の長さは用途などによって異なるため、挿入部の長さが異なれば電源装置の出力電圧も変更する必要がある。この問題を解決するために、内視鏡の種類（挿入部の長さ）ごとに出力電圧の異なる電源装置を使用することが考えられるが、内視鏡の種類ごとに電源装

40

50

置の回路を変更するのは生産上好ましくない。

【0005】

従来、信号伝送線路の長さによる信号の減衰を考慮してそれを補正する技術として、特許文献1、2のような提案が行われている。

【0006】

特許文献1は、内視鏡の挿入部の先端に配置された撮像素子への駆動パルスと撮像素子からの映像信号に関して、挿入部を伝送する間での波形劣化等を防止するものであり、挿入部の長さに応じた大きさ(抵抗値)の抵抗を内視鏡に設けておき、その抵抗値を検出することによって挿入部の長さを認識して信号伝送線路で生じる信号劣化等を補った信号を出力することを提案している。

10

【0007】

特許文献2は、撮像素子が配置されたカメラヘッド部と、カメラヘッド部を駆動する駆動回路が配置されたビデオプロセッサがケーブルで接続される場合に、ケーブルの長さに応じた信号の遅延量や減衰量を補正するものであり、ケーブルの長さを駆動回路の消費電流によって検出することを提案している。

【0008】

また、特許文献3には、内視鏡挿入部の先端に配置された撮像素子と基板部に配置された駆動回路との間の信号ケーブルの断線等によって撮像素子に過電流が流れることを防止するために電源ラインに設けられたノイズ除去部を利用してその電圧降下を監視することが提案されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開昭62-84735号公報

【特許文献2】特開平6-326916号公報

【特許文献3】特開2008-161427号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、内視鏡挿入部の先端のCMOS撮像素子に規定の電圧の電源を供給する方法として、上記特許文献1、2の方法を採用した場合には、次のような問題がある。即ち、上記特許文献1、2の方法は、挿入部の長さやケーブルの長さを検出して、その長さに応じた補正を信号に施すものであるが、挿入部の長さやケーブルの長さから決定した補正量は経験的な値であり、実際に必要な補正量とは誤差がある。例えば、電源装置から所定の長さの電源供給線を介してCMOS撮像素子に規定の電圧の電源を印加する場合において、電源供給線の長さを測定して、その長さから予測される電源供給線での電圧降下を決定したとしても実測した値ではないため誤差があり、その電圧降下分をCMOS撮像素子に印加する規定の電圧に加算して得られる電圧を電源装置から出力したとしてもCMOS撮像素子に印加される電圧は規定の電圧と異なる。従って、特許文献1、2のように電源供給線の長さを検出することによって電源装置の出力電圧を調整する方法では不十分である。

30

【0011】

また、特許文献3は、電源ラインの一部の電圧降下を測定するものであり、電源供給線全体での電圧降下を測定するものではなく、また、仮に電源供給線全体での電圧降下を測定したとしても、その電圧降下分を電源装置の出力電圧に反映させる構成が特許文献3には示されておらず、電源装置の出力電圧をマニュアル等で設定したとしても手間を要するため適切ではない。

40

【0012】

更に、CMOS撮像素子に規定の電圧の電源を供給する方法として、CMOS撮像素子と共に挿入部の先端に電源装置の一部としてレギュレータ(定電圧回路)を設置してレギ

50

ュレータを介して C M O S 撮像素子に規定の電圧を印加すると共に、そのレギュレータまでの電源供給線での電圧降下を考慮して十分に大きな出力電圧を挿入部の先端に対して挿入部の基端よりも離れた位置の電源装置から供給することが考えられる。しかしながら、レギュレータの入力電圧が高すぎると、レギュレータ内での電圧降下によって熱が発生するため好ましくない。挿入部の長さ（レギュレータへの電源供給線の長さ）に応じてレギュレータへの出力電圧を調整する場合には、レギュレータを使用しない場合と同様の問題が生じる。

【 0 0 1 3 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するための C M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置において、挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらず C M O S 撮像素子に規定の動作電圧の電源を供給することができる内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

前記目的を達成するために、請求項 1 に係る内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置は、挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するための C M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置において、前記 C M O S 撮像素子の近傍に配置され、前記 C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して第 1 の電源供給線を介して電源出力端子が接続された近距離定電圧回路であって、前記 C M O S 撮像素子の電源入力端子に規定の動作電圧の電源を前記第 1 の電源供給線を通じて供給する近距離定電圧回路と、少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記近距離定電圧回路の電源入力端子に対して第 2 の電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記近距離定電圧回路の電源入力端子近傍における前記第 2 の電源供給線上の電圧検出点に電圧検出線を接続して、該電圧検出線により前記電圧検出点の電圧を検出すると共に、前記電圧検出点の電圧が前記 C M O S 撮像素子の規定の動作電圧に略一致する値となるように前記近距離定電圧回路に前記第 2 の電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路と、を備えたことを特徴としている。

20

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、近距離定電圧回路によって内視鏡挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらず、 C M O S 撮像素子に対して規定の動作電圧の電源を安定して供給することができると共に、遠距離定電圧回路によって近距離定電圧回路における電圧降下を少なくて近距離定電圧回路における発熱を防止することができる。

30

【 0 0 1 6 】

請求項 2 に係る内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置は、挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するための C M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置において、少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記 C M O S 撮像素子の電源入力端子に対して電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記 C M O S 撮像素子の電源入力端子近傍における前記電源供給線上の電圧検出点に電圧検出線を接続して、該電圧検出線により前記電圧検出点の電圧を検出すると共に、前記電圧検出点の電圧が前記 C M O S 撮像素子の規定の動作電圧となるように前記 C M O S 撮像素子に前記電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路を備えたことを特徴としている。

40

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、遠距離定電圧回路によって内視鏡挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらず C M O S 撮像素子に対して規定の動作電圧の電源を安定して供給することができる。

【 0 0 1 8 】

請求項 3 に係る内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置は、挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するための C M O S 撮像素子を備えた内視鏡装置における C M O S 撮像素子の電源装置において、前記 C M O S 撮像素子の近傍に配置され、前記 C M O S 撮像素子

50

の電源入力端子に対して第1の電源供給線を介して電源出力端子が接続された近距離定電圧回路であって、前記CMOS撮像素子の電源入力端子に規定の動作電圧の電源を前記第1の電源供給線を通じて供給する近距離定電圧回路と、少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記近距離定電圧回路の電源入力端子に対して第2の電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記近距離定電圧回路の電源入力端子近傍における前記第2の電源供給線上の第1電圧検出点と、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子近傍における前記第2の電源供給線上の第2電圧検出点との間での電位差を検出すると共に、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子からの出力電圧に対して前記電位差分の電圧を引いたときの電圧が前記CMOS撮像素子の規定の動作電圧に略一致する値となるように前記近距離定電圧回路に前記第2の電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路と、を備えたことを特徴としている。

10

【0019】

本発明によれば、近距離定電圧回路によって内視鏡挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらず、CMOS撮像素子に対して規定の動作電圧の電源を安定して供給することができると共に、遠距離定電圧回路によって近距離定電圧回路における電圧降下を少なくて近距離定電圧回路における発熱を防止することができる。

20

【0020】

請求項4に係る内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置は、挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのCMOS撮像素子を備えた内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置において、少なくとも前記挿入部以外の位置に配置され、前記CMOS撮像素子の電源入力端子に対して電源供給線を介して電源出力端子が接続された遠距離定電圧回路であって、前記CMOS撮像素子の電源入力端子近傍における前記電源供給線上の第1電圧検出点と、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子近傍における前記電源供給線上の第2電圧検出点との間での電位差を検出すると共に、前記遠距離定電圧回路の電源出力端子からの出力電圧に対して前記電位差分の電圧を引いたときの電圧が前記CMOS撮像素子の規定の動作電圧となるように前記CMOS撮像素子に前記電源供給線を通じて電源を供給する遠距離定電圧回路を備えたことを特徴としている。

20

【0021】

本発明によれば、遠距離定電圧回路によって内視鏡挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらずCMOS撮像素子に対して規定の動作電圧の電源を安定して供給することができる。

30

【0022】

請求項5に係る内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置は、請求項1、又は、2に記載の発明において、前記電圧検出線には直列に抵抗が接続されており、該抵抗により前記電圧検出線に流れる電流が微小な電流に制限されると共に前記電圧検出線における電圧降下が防止されることにより、前記抵抗において生じる電圧によって前記電圧検出点での電圧が間接的に検出されることを特徴としている。

【0023】

本発明は、遠距離定電圧回路において電源出力端子から離れた位置の電圧を電圧検出線により適切に検出するための位置手段である。

40

【0024】

請求項6に係る内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置は、請求項1、2、3、4、又は、5に記載の発明において、前記遠距離定電圧回路は、内視鏡装置の操作部、ユニバーサルコードのコネクタ、又は、内視鏡装置とユニバーサルコードで接続されるプロセッサ装置に配置されることを特徴としている。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、内視鏡挿入部の先端に内視鏡画像を撮影するためのCMOS撮像素子を備えた内視鏡装置において、挿入部の長さ（電源供給線での電圧降下）にかかわらずCMOS撮像素子に規定の動作電圧の電源を供給することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【図2】電子内視鏡の先端部を示した正面図

【図3】電子内視鏡の先端部を示した側面断面図

【図4】内視鏡装置プロセッサ装置とからなる内視鏡システムの制御系の構成を示したブロック図

【図5】図5は、図4における内視鏡内のCMOS撮像素子、レギュレータを抽出して一部詳細な回路を示した電源装置の構成図

【図6】CMOS撮像素子の電源装置の他の実施の形態を示した構成図

10

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、添付図面に従って本発明に係る内視鏡装置におけるCMOS撮像素子の電源装置の好ましい実施の形態について詳説する。

【0028】

図1は本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。図1に示すように、本実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡装置（電子内視鏡、以下、内視鏡という。）12、プロセッサ装置14、光源装置16などから構成される。内視鏡12は、患者（被検体）の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22と、プロセッサ装置14及び光源装置16に接続されるユニバーサルコード24とを備えている。

20

【0029】

挿入部20の先端には、体腔内撮影用のCMOS撮像素子（撮像チップ）54（図3参照）などが内蔵された先端部26が連設されている。先端部26の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部28が設けられている。湾曲部28は、操作部22に設けられたアンダルノブ30が操作されて、挿入部20内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部26が体腔内の所望の方向に向かられる。

【0030】

ユニバーサルコード24の基端は、コネクタ36に連結されている。コネクタ36は、複合タイプのものであり、コネクタ36にはプロセッサ装置14が接続される他、光源装置16が接続される。

30

【0031】

プロセッサ装置14は、ユニバーサルコード24内に挿通されたケーブル68（図3参照）を介して電子内視鏡12に給電を行い、CMOS撮像素子54の駆動を制御するとともに、CMOS撮像素子54からケーブル68を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。プロセッサ装置14で変換された画像データは、プロセッサ装置14にケーブル接続されたモニタ38に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置14は、コネクタ36を介して光源装置16と電気的に接続され、内視鏡システム10の動作を統括的に制御する。

40

【0032】

図2は電子内視鏡12の先端部26を示した正面図である。図2に示すように、先端部26の先端面26aには、観察窓40、照明窓42、鉗子出口44、及び送気・送水用ノズル46が設けられている。観察窓40は、先端部26の片側中央に配置されている。照明窓42は、観察窓40に関して対称な位置に2個配され、体腔内の被観察部位に光源装置16からの照明光を照射する。鉗子出口44は、挿入部20内に配設された鉗子チャンネル70（図3参照）に接続され、操作部22に設けられた鉗子口34（図1参照）に連通している。鉗子口34には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種器具が挿通され、各種器具の先端が鉗子出口44から露呈される。送気・送水用ノズル46は、操作部22に設けられた送気・送水ボタン32（図1参照）の操作に応じて、光源装置1

50

6に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓40や体腔内に向けて噴射する。

【0033】

図3は内視鏡12の先端部26を示した側面断面図である。図3に示すように、観察窓40の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系50を保持する鏡筒52が配設されている。鏡筒52は、挿入部20の中心軸に対物光学系50の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒52の後端には、対物光学系50を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて撮像チップ54に向けて導光するプリズム56が接続されている。

【0034】

CMOS撮像素子54は、CMOSセンサ58と、CMOSセンサ58の駆動及び信号の入出力を行う周辺回路とが一体形成されたモノリシック半導体（いわゆるCMOSセンサチップ）であり、支持基板62上に実装されている。CMOSセンサ58の撮像面58aは、プリズム56の出射面と対向するように配置されている。撮像面58a上には、矩形枠状のスペーサ63を介して矩形板状のカバーガラス64が取り付けられている。CMOSセンサ58、スペーサ63、及びカバーガラス64は、接着剤を介して組み付けられている。これにより、塵埃などの侵入から撮像面58aが保護されている。

【0035】

挿入部20の後端に向けて延設された支持基板62の後端部には、複数の入出力端子62aが支持基板62の幅方向に並べて設けられている。入出力端子62aには、ユニバーサルコード24を介してプロセッサ装置14との各種信号のやり取りを媒介するための信号線66が接合されており、入出力端子62aは、支持基板62に形成された配線やボンディングパッド等（図示せず）を介してCMOS撮像素子54内の周辺回路60と電気的に接続されている。信号線66は、可撓性の管状のケーブル68内にまとめて挿通されている。ケーブル68は、挿入部20、操作部22、及びユニバーサルコード24の各内部を挿通し、コネクタ36に接続されている。

【0036】

また、図示は省略したが、照明窓42の奥には、照明部が設けられている。照明部には、光源装置16からの照明光を導くライトガイドの出射端が配されている。ライトガイドは、ケーブル68と同様に、挿入部20、操作部22、及びユニバーサルコード24の各内部を挿通し、コネクタ36に入射端が接続されている。

【0037】

図4は上記内視鏡システム10における内視鏡12及びプロセッサ装置14の構成を示したブロック図である。

【0038】

同図に示すよう内視鏡12（挿入部20）の先端部26には、CMOSセンサ58と周辺回路とが同一チップに形成されたCMOS撮像素子54が内蔵されており、周辺回路として、アナログ信号処理回路（AFE）100、フォーマット変換回路102、レジスタ106、タイミングジェネレータ（TG）104、インターフェース回路108等を備えている。

【0039】

CMOSセンサ58は、マトリクス状に配置される各画素ごとに形成されるフォトダイオードとフォトダイオードにより蓄積された信号電荷を電圧信号に変換する電圧変換回路と、電圧変換回路から電圧信号を読み出す画素のアドレス（位置）を指定する走査回路（垂直走査回路及び水平走査回路）と、走査回路によって読み出された画素の電圧信号を順に出力する出力回路とを備えている。

【0040】

AFE100は、相関二重サンプリング回路（CDS）、自動ゲイン回路（AGC）、及びアナログ/デジタル変換器（A/D）から構成されている。CDSは、CMOSセンサ58の各画素から順次読み出された画素信号からなる撮像信号に対して相関二重サンプ

10

20

30

40

50

リング処理を施し、CMOSセンサ58で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGCは、CDSによりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置14から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A/Dは、AGCにより増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換して出力する。A/Dでデジタル化されて出力された撮像信号（デジタル撮像信号）は、フォーマット変換回路102によりプロセッサ装置14との間で決められた所定フォーマットの信号に変換され、プロセッサ装置14に送信される。

【0041】

タイミングジェネレータ(TG)104は、CMOSセンサ58から画素信号を読み出すための駆動パルスやAFE100等の各部の同期パルスを発生させる。

10

【0042】

レジスタ106は、CMOS撮像素子54における各部の処理内容を決定するパラメータを記憶するメモリであり、このパラメータに従って各部の処理が実行される。

【0043】

インターフェース回路108は、CMOS撮像素子54の外部からのCMOS撮像素子54の各部の処理内容を設定する制御信号（コマンド）や基本クロック等を入力し、レジスタ106で設定されているパラメータの情報等を外部に出力する。インターフェース回路108にコマンドが入力されると、そのコマンドに従って上記レジスタ106にパラメータが設定される。基本クロックは上記TG104に与えられ、これを基準に各部に供給するパルスが生成される。

20

【0044】

また、内視鏡12には、CMOS撮像素子54に電源を供給するためのレギュレータ（定電圧回路）120、122が配置されている。レギュレータ120は、内視鏡12の操作部22、又は、ユニバーサルコード24の基端のコネクタ36に配置され、その入力端子がプロセッサ装置14内の電源回路212の出力端子に接続されている。レギュレータ122は先端部26におけるCMOS撮像素子54の近傍に配置されており、その出力端子が電源ケーブル134を介してCMOS撮像素子54の電源入力端子に接続されている。そして、レギュレータ120の出力端子とレギュレータ122の入力端子が電源ケーブル130で接続されている。また、レギュレータ120には、レギュレータ122の入力端子の近傍に接続されたフィードバックケーブル132が接続されている。尚、これらのレギュレータ120、122についての詳細は後述する。

30

【0045】

プロセッサ装置14は、CPU200、画像処理回路208、表示制御回路210等を備えている。CPU200は、プロセッサ装置14内の各部の動作を統括制御し、また、上記のように内視鏡12との間で各種信号のやり取りを行う。例えば、CMOS撮像素子54に対して制御信号や基本クロック等を与え、CMOS撮像素子54から制御情報を取得する。

40

【0046】

画像処理回路208は、内視鏡12のCMOS撮像素子54から得られた撮像信号に対して色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、輪郭強調処理、明度の調整処理などのプロセッサ装置14において行われる画像処理に関する回路を簡略化して1つの回路で示したものである。画像処理回路208に入力した撮像信号に対して画像処理が施されて得られた画像データは後段の表示制御回路128に入力される。

40

【0047】

表示制御回路210は、画像処理回路208から入力された画像データからモニタ38の表示形式に応じた映像信号を生成し、モニタ38に出力する。これにより、モニタ38にはCMOS撮像素子54により撮影された内視鏡画像が表示される。

【0048】

電源回路212は、プロセッサ装置14の各部、内視鏡12のレギュレータ120に必要な電圧の電源を供給する回路である。

50

【 0 0 4 9 】

上記のごとく構成された内視鏡システム 1 0 の内視鏡 1 2 における C M O S 撮像素子 5 4 の電源装置に関して説明する。

【 0 0 5 0 】

図 5 は、図 4 における内視鏡 1 2 内の C M O S 撮像素子 5 4 、レギュレータ 1 2 0 、 1 2 2 を抽出して一部詳細な回路を示した電源装置の構成図である。

【 0 0 5 1 】

同図に示す C M O S 撮像素子 5 4 とレギュレータ 1 2 2 は内視鏡 1 2 (挿入部 2 0) の先端部 2 6 において近傍に配置されている。C M O S 撮像素子 5 4 はチップ端子として電源が入力される電源入力端子 5 4 A を有している。

10

【 0 0 5 2 】

レギュレータ 1 2 2 は周知の三端子レギュレータであり、入力端子 1 2 2 A 、出力端子 1 2 2 B 、共通端子 (グラウンド) 1 2 2 C と有し、出力端子 1 2 2 B はほとんど電圧降下が生じない程度の短い電源ケーブル (電源供給線) 1 3 4 により C M O S 撮像素子 5 4 の電源入力端子 5 4 A に接続されている。共通端子 1 2 2 C はグラウンドに接続されている。

【 0 0 5 3 】

レギュレータ 1 2 0 は、内視鏡 1 2 の操作部 2 2 又はユニバーサルコード 2 4 のコネクタ 3 6 等の挿入部 2 0 以外の部分に配置されている。このレギュレータ 1 2 0 は、周知の三端子レギュレータと同様の入力端子 1 2 0 A 、出力端子 1 2 0 B 、共通端子 (グラウンド) 1 2 0 C を有している。また、これらの端子以外にフィードバック電圧が入力されるフィードバック端子 1 2 0 D を有している。

20

【 0 0 5 4 】

出力端子 1 2 0 B は、挿入部 2 0 等の内視鏡 1 2 内部を挿通する電源ケーブル (電源供給線) 1 3 0 を介してレギュレータ 1 2 2 の入力端子 1 2 2 A に接続されている。フィードバック端子 1 2 0 D は、フィードバックケーブル (フィードバック線) 1 3 2 の一端が接続され、そのフィードバックケーブル 1 3 2 の他端が電源ケーブル 1 3 0 にレギュレータ 1 2 2 の近傍位置 P (F B 電圧検出位置 P) で接続されている。入力端子 1 2 0 A は、等価電圧源として示したプロセッサ装置 1 4 の電源回路 2 1 2 (電圧 V 2) の正電圧側端子に接続され、共通端子 1 2 0 C が電源回路 2 1 2 の負電圧側端子に接続されると共にグラウンドに接続されている。

30

【 0 0 5 5 】

このような構成において、レギュレータ 1 2 2 は、C M O S 撮像素子 5 4 の電源入力端子 5 4 A に接続されている出力端子 1 2 2 B から C M O S 撮像素子 5 4 の規定の動作電圧 V c が出力されるように設定されている。これにより、C M O S 撮像素子 5 4 には規定の動作電圧 V c の電源が安定して供給されるようになっている。

【 0 0 5 6 】

レギュレータ 1 2 0 は、レギュレータ 1 2 2 の入力端子 1 2 2 A に C M O S 撮像素子 5 4 の規定の動作電圧 V c に略等しく、動作電圧 V c よりもわずかに高い電圧 V d の電源を安定して供給するために設けられている。レギュレータ 1 2 2 の入力端子 1 2 2 A に動作電圧 V c よりもわずかに高い電圧 V d の電源を供給するのは、レギュレータ 1 2 2 の入力端子 1 2 2 A と出力端子 1 2 2 B の間の電圧降下を少なくして、レギュレータ 1 2 2 での発熱を抑え、被検体内に挿入される挿入部 2 0 の先端における発熱を防止するためである。

40

【 0 0 5 7 】

一方、レギュレータ 1 2 0 の出力端子 1 2 0 B からレギュレータ 1 2 2 の入力端子 1 2 2 A までは、少なくとも挿入部 2 0 の長さ以上に離れており、それらの端子間の電源ケーブル 1 3 0 における電圧降下は無視することはできない。特に、C M O S 撮像素子 5 4 は、内視鏡のイメージセンサとして従来から一般的に使用されている C C D センサと比較して消費電力が大きく電源ケーブル 1 3 0 を流れる電流も大きいため電源ケーブル 1 3 0 で

50

の電圧降下も大きい。そこで、レギュレータ122の入力端子122Aの近傍位置P(FB電圧検出位置P)における電圧をフィードバックケーブル132によりレギュレータ120のフィードバック端子120Dにフィードバックし、電源ケーブル130により電圧降下が生じた後のFB電圧検出位置Pの電圧が目的の電圧Vd(動作電圧Vcよりもわずかに高い電圧Vd)となるように出力端子120Bから出力する電圧を可変している。即ち、正確には、レギュレータ120は、FB電圧検出位置Pを出力端子とする定電圧回路となっている。

【0058】

レギュレータ120の具体的な回路例が図示されており、簡単に説明すると、電源回路212が接続されるレギュレータ120の入力端子120Aと、出力端子120Bの間に直列に制御用トランジスタ(NPN型)Q1が接続され、そのベースに差動増幅回路U1の出力端子が接続されている。

10

【0059】

一方、差動増幅回路U1の反転入力端子(-)には、内部で生成した基準電圧Vref(Vrefは電圧値も示す)が印加されている。

【0060】

また、フィードバック端子120Dと共に端子120Cの間には抵抗R1と抵抗R2(R1とR2は抵抗値も示す)が直列に接続され、抵抗R1と抵抗R2の接続点が差動増幅回路U1の非反転入力端子(+)に接続されている。

20

【0061】

ここで、抵抗R1と抵抗R2の抵抗値の和(R1+R2)は、FB電圧検出位置Pからフィードバック端子120Dまでの間の抵抗値と比べて十分に大きな値であり、且つ、フィードバックケーブル132を流れる電流が微少となるような抵抗値となっている。これによって、フィードバックケーブル132での電圧降下が生じず、差動増幅回路U2の非反転入力端子(+)には、FB電圧検出位置Pでの電圧(仮にVdとする)を抵抗R1と抵抗R2で分圧した電圧、即ち、 $Vd \times R2 / (R1 + R2)$ により求められる電圧が印加される。

【0062】

このとき、差動増幅回路U1は、差動増幅回路U1の反転入力端子(-)の印加電圧Vrefと、非反転入力端子(+)の印加電圧 $Vd \times R2 / (R1 + R2)$ が等しくなるように出力端子の電圧を変化させて制御用トランジスタQ1のベース電位を変化させるため、FB電圧検出位置Pでの電圧Vdは $Vref \cdot (R1 + R2) / R2$ となる。従って、FB電圧検出位置Pの電圧Vdは一定電圧で安定した状態になる。

30

【0063】

また、FB電圧検出位置Pでの電圧Vdは基準電圧Vrefの値によって所望の値に設定可能であり、上記のようにFB電圧検出位置Pでの電圧Vdを、CMOS撮像素子54の規定の動作電圧Vcよりもわずかに高い電圧Vdに設定するために、基準電圧Vrefを $Vd \times R2 / (R1 + R2)$ に設定している。

【0064】

レギュレータ120の作用により、電源ケーブル130での電圧降下にかかわらず、レギュレータ122の入力端子122Aの近傍位置Pでの電圧をCMOS撮像素子54の規定の動作電圧Vcよりもわずかに高い電圧Vdに設定することができ、レギュレータ122での発熱を確実に防止することができる。また、上記の説明からも分かるようにFB電圧検出位置Pでの電圧Vdは基準電圧Vrefと抵抗値R1、R2によって決まり、電源ケーブル130やフィードバックケーブル132の長さとは関係がないため、挿入部の長さ(電源ケーブル)が異なる任意の内視鏡においても図5の電源装置(同一の電源装置)を使用することができる。

40

【0065】

尚、FB電圧検出位置Pでの電圧Vdが電圧 $Vref \cdot (R1 + R2) / R2$ となることからも分かるようにFB電圧検出位置Pでの電圧Vdを一定に保つためにはフィードバ

50

ックケーブル 132 に流れる電流を小さくすること（抵抗値 R1、R2 を大きくすること）が重要である。

【0066】

以上、上記実施の形態では、CMOS 撮像素子 54 の近傍にレギュレータ 122 を配置したが、レギュレータ 122 を使用せずにレギュレータ 120 の出力端子 120B からの供給電源を直接、CMOS 撮像素子 54 の電源入力端子 54A に入力してもよい。ただし、CMOS 撮像素子 54 への供給電源の電圧の安定性は低減する。この場合、レギュレータ 120 の出力端子 120B と CMOS 撮像素子 54 の電源入力端子 54A とを電源ケーブルで接続し、電源入力端子 54A の近傍位置を FB 電圧検出位置とする。そして、その FB 電圧検出位置での電圧が CMOS 撮像素子 54 の規定の動作電圧 Vc となるように基準電圧 Vref を設定すればよい。

10

【0067】

また、上記実施の形態では、レギュレータ 120 を内視鏡 12 の内部に配置したがプロセッサ装置 14 内に配置してもよく、プロセッサ装置 14 の電源回路 212 の内部に組み込んでもよい。

【0068】

また、上記実施の形態では、電源ケーブルでの電圧降下後の電圧（FB 電圧検出位置での電圧）をレギュレータ 120 にフィードバックすることにより、その電圧を一定に保つようにしたが、これに限らず、電源ケーブルでの電圧降下（降下した電圧）を検出し、その電圧を電源装置にフィードバックして電圧降下分を電源装置からの出力電圧の上昇分によって補うようにしてもよい。図 6 は、この場合の構成を簡易に示したブロック図である。同図において電源装置 300 は、図 5 におけるレギュレータ 120 に相当する電力供給源（設置位置等もレギュレータ 120 と同様）であり、電源装置 300 の出力端子に接続された電源ケーブル 130 に接続先の回路部は、上記 CMOS 撮像素子 54 又はその近傍に配置される上記レギュレータ 122 を示す。このとき、電源装置 300 の出力端子の近傍における電圧検出位置 P2 と、CMOS 撮像素子 54 又はレギュレータ 122 の入力端子の近傍における電圧検出位置 P1 との間に電圧検出回路 310 を接続する。そして、この電圧検出回路 310 により、電圧検出位置 P2 から電圧検出位置 P1 までの間の電圧降下（電圧検出位置 P2 と P1 の電位差）V2 - V1 を検出し、その電圧 V2 - V1 を電源装置 300 に与える。電源装置 300 では、電圧検出位置 P1 において一定に保ちたい電圧 Vd に対して電圧検出回路 310 から与えられた電圧 V2 - V1 分を加算した電圧を出力電圧として出力する。

20

【符号の説明】

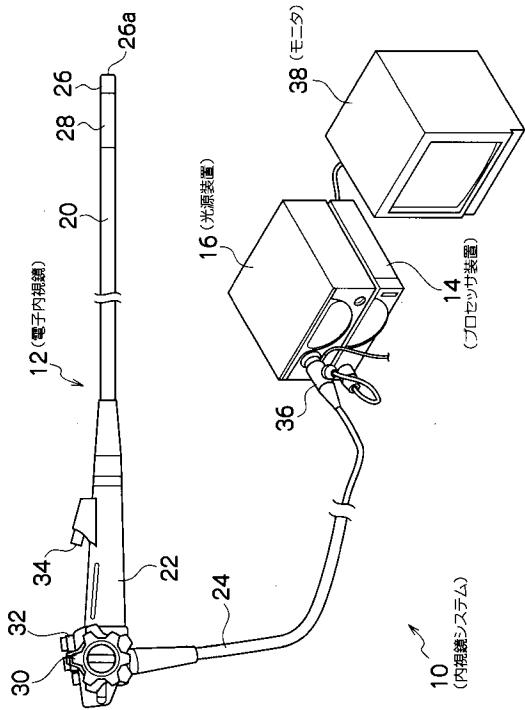
【0069】

10 ... 内視鏡システム、12 ... 内視鏡装置（内視鏡）、14 ... プロセッサ装置、16 ... 光源装置、20 ... 挿入部、22 ... 操作部、26 ... 先端部、28 ... 湾曲部、36 ... コネクタ、38 ... モニタ、54 ... CMOS 撮像素子、58 ... CMOS センサ、100、300 ... AF E、102、302 ... フォーマット変換回路 104、304 ... タイミングジェネレータ、106 ... レジスタ、108 ... インターフェース回路、120、122 ... レギュレータ、130、134 ... 電源ケーブル、132 ... フィードバックケーブル、200 ... CPU、208 ... 画像処理回路、210 ... 表示制御回路、212 ... 電源回路

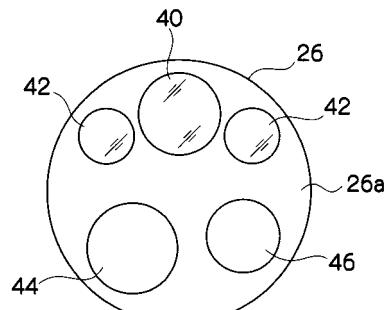
30

40

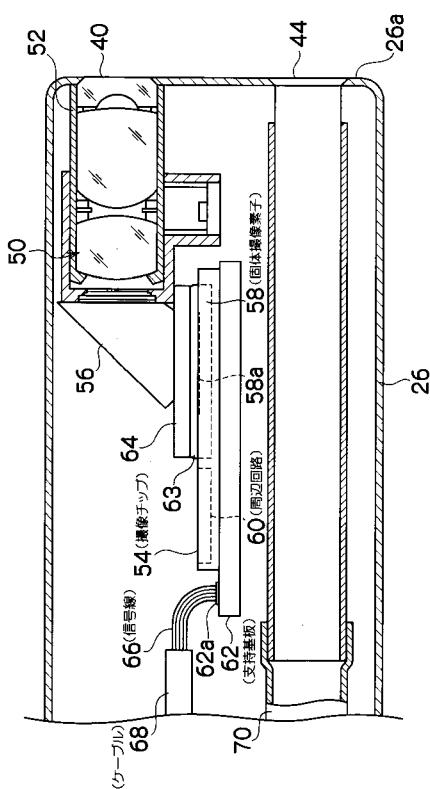
【図 1】



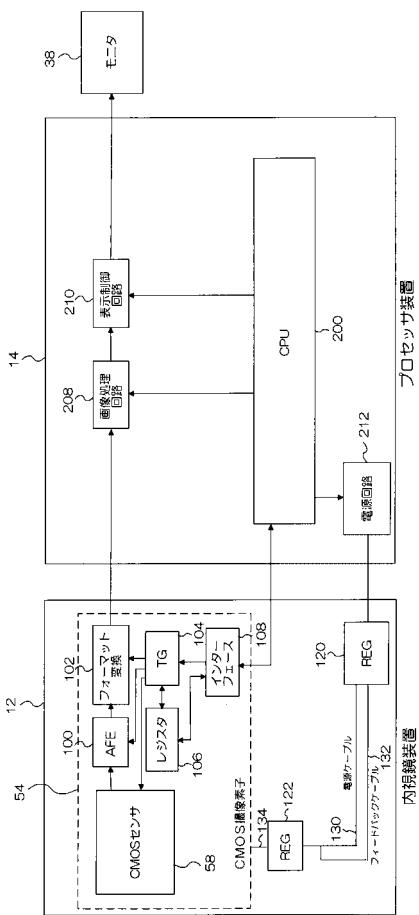
【図 2】



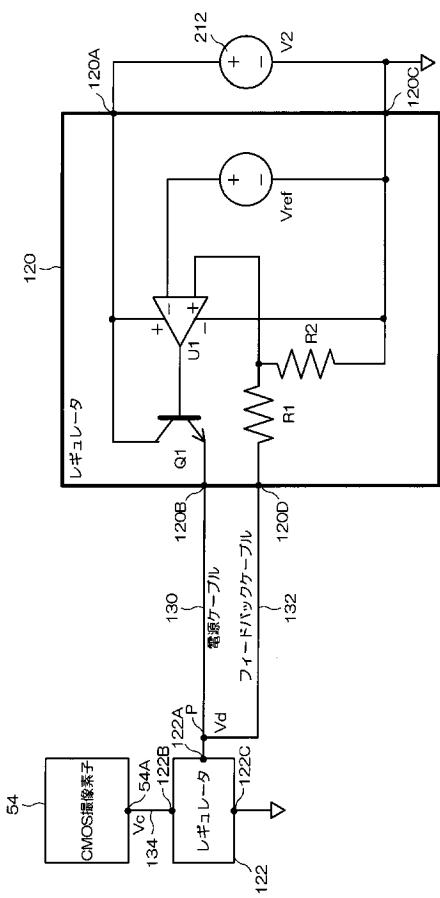
【図 3】



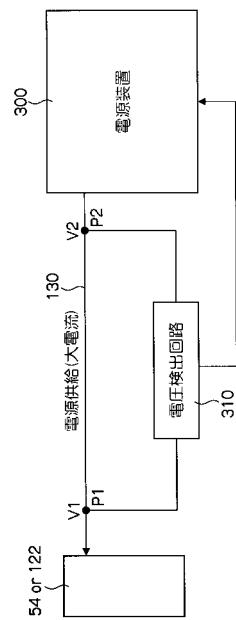
【図 4】



【圖 5】



【 四 6 】



专利名称(译)	用于内窥镜设备中的CMOS成像元件的电源装置		
公开(公告)号	JP2011206333A	公开(公告)日	2011-10-20
申请号	JP2010078145	申请日	2010-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	岩根弘亮		
发明人	岩根 弘亮		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225		
F1分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.C H04N5/225.C A61B1/04.362.J A61B1/00.680 A61B1/045.610 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500		
F-Term分类号	2H040/GA02 2H040/GA04 4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/UU03 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU03 5C122/DA03 5C122/DA26 5C122/FC02 5C122/GF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：尽管具有用于捕获内窥镜图像的CMOS图像传感器的内窥镜设备中的插入部分的长度（电源线中的电压降），但是向CMOS图像传感器馈送规定操作电压的电力在内窥镜插入部分的远端。解决方案：调节器122设置在设置在内窥镜插入部分的远端的CMOS图像传感器54附近，使得CMOS图像传感器稳定地供给规定的工作电压的功率。调节器120设置在与内窥镜插入部分的远端分离的位置处。尽管插入部分的长度，调节器120向调节器122馈送与CMOS图像传感器的规定操作电压基本相同的电压的功率，以便防止调节器122中的热量产生。

